



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 196 41 563 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁶:
A 61 B 17/39
A 61 B 1/313
A 61 B 1/012

②1 Aktenzeichen: 196 41 563.2
②2 Anmeldetag: 9. 10. 96
④3 Offenlegungstag: 23. 4. 98

DE 196 41 563 A 1

⑦1 Anmelder:
Aesculap AG & Co. KG, 78532 Tuttlingen, DE

⑦4 Vertreter:
HOEGER, STELLRECHT & PARTNER
PATENTANWÄLTE GBR, 70182 Stuttgart

⑦2 Erfinder:
Blust, Edgar, Dipl.-Ing. (FH), 78126 Königsfeld, DE;
Rosenfelder, Georg, Dipl.-Ing. (FH), 78054
VS-Schwenningen, DE

⑤6 Entgegenhaltungen:
DE 33 13 325 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Chirurgische Vorrichtung

⑤7 Um eine chirurgische Vorrichtung zum endoskopischen Resezieren von Körpergewebe mit einer Schafthülse, an deren distalem Ende ein Schneidelement angeordnet ist und an deren proximales Ende eine Absaugereinheit ankoppelbar ist, und mit einer Antriebseinheit zum Antrieb des Schneidelements, wobei das Körpergewebe durch Drehen des Schneidelements abtrennbar und durch die Schafthülse hindurch absaugbar ist, derart weiterzubilden, daß auch stark durchblutete Gewebepartien unter endoskopischer Sicht auf einfache Weise reseziert werden können, wird vorgeschlagen, daß dem Schneidelement eine mit einer elektrischen Wechselspannung beaufschlagbare Gewebeanlagefläche zugeordnet ist und daß zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit ein elektrisches Isolationselement angeordnet ist.

DE 196 41 563 A 1

Die vorliegende Erfindung betrifft eine chirurgische Vorrichtung zum endoskopischen Resezieren von Körpergewebe mit einer Schafthülse, an deren distalem Ende ein Schneidelement angeordnet ist und an deren proximales Ende eine Absaugeinheit ankoppelbar ist, und mit einer Antriebseinheit zum Antrieb des Schneidelements, wobei das Körpergewebe durch Drehen des Schneidelements abtrennbar und durch die Schafthülse hindurch absaugbar ist.

Derartige Vorrichtungen kommen beispielsweise in Form von chirurgischen Resektionsvorrichtungen zum Einsatz, mit deren Hilfe beispielsweise ein Gelenkminiskus, ein Gelenkknorpel, ein Knorpelauswuchs oder auch ein Tumor, der in einer Körperhöhle, z. B. in der Gelenkhöhle eines Knies vorliegt, von der Außenseite der Körperhöhle unter endoskopischer Beobachtung reseziert und aus der Körperhöhle entfernt werden kann. Zu diesem Zweck kann die Schafthülse durch eine enge Körperöffnung hindurch in die Körperhöhle eingeführt werden. Anschließend wird die Antriebseinheit aktiviert und dadurch das am distalen Ende der Schafthülse angeordnete Schneidelement in Drehung versetzt, so daß innerhalb der Körperhöhle Körpergewebe abgetrennt werden kann. Mit Hilfe der an das proximale Ende der Schafthülse ankoppelbaren Absaugeinheit läßt sich das abgetrennte Körpergewebe anschließend durch die Schafthülse hindurch absaugen. In gleicher Weise können auch in der Körperhöhle vorliegende Körperflüssigkeiten durch die Schafthülse hindurch entfernt werden.

Der Einsatz derartiger chirurgischer Vorrichtungen hat sich insbesondere zur Entfernung von Knorpelgewebe bewährt. Stark blutende Gewebepartien können dagegen in der Regel nicht reseziert werden, da es bei diesen zu starken Blutungen kommt, wodurch die endoskopische Sicht erheblich behindert wird, so daß eine endoskopische Resektion nicht mehr möglich ist.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine chirurgische Vorrichtung der gattungsgemäßen Art derart weiterzubilden, daß auch stark durchblutete Gewebepartien unter endoskopischer Sicht auf einfache Weise reseziert werden können.

Diese Aufgabe wird bei einer chirurgischen Vorrichtung der eingangs genannten Art erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß dem Schneidelement eine mit einer elektrischen Wechselspannung beaufschlagbare Gewebeanlagefläche zugeordnet ist und daß zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit ein elektrisches Isolationselement angeordnet ist.

Beim Einsatz der chirurgischen Vorrichtung läßt sich das abzutrennende Körpergewebe mittels des Schneidelements resezieren. Werden stark durchblutete Gewebepartien betroffen, so ergeben sich in diesem Bereich starke Blutungen. Erfindungsgemäß ist nun dem Schneidelement eine mit einer elektrischen Wechselspannung beaufschlagbare Gewebeanlagefläche zugeordnet, so daß die Blutung durch Koagulation des Körpergewebes gestillt werden kann. Die Gewebeanlagefläche dient somit als Elektrode, die insbesondere mit einer hochfrequenten Hochspannung beaufschlagbar ist. Durch Anlegen der hochfrequenten Wechselspannung an die Gewebeanlagefläche und Kontakt mit dem von der Blutung betroffenen Körpergewebe wird dieses koaguliert und damit die Blutung gestillt. Die Amplitude der hochfrequenten Wechselspannung kann dabei sehr hohe Spannungswerte annehmen, beispielsweise 1000 V. Demgegenüber erfolgt der Antrieb des Schneidelements üblicherweise mittels eines Elektromotors, der in vielen Fällen mit einer elektrischen Wechselspannung von 230 V oder einer Schutzkleinspannung betrieben wird. Um sicherzustellen,

daß die an der Gewebeanlagefläche beim Einsatz der chirurgischen Vorrichtung anliegende hochfrequente Hochspannung nicht zu einem Überschlag zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit führt, ist erfindungsgemäß zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit ein elektrisches Isolationselement angeordnet. Dieses bildet in Form einer verstärkten Isolation einen elektrischen Widerstand, so daß auch bei Einsatz einer üblichen, lediglich bezüglich einer Versorgungsspannung von 230 V oder einer Schutzkleinspannung abgesicherten Antriebseinheit ein Überschlag zwischen der Antriebseinheit und der Gewebeanlagefläche sicher verhindert wird.

Die Gefahr eines Überschlages zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit besteht insbesondere beim Absaugen von Körperflüssigkeit aus einer Körperhöhle, beispielsweise aus der Gelenkhöhle des Knies, da die Körperflüssigkeit elektrisch leitfähig sein kann. Das elektrische Isolationselement bildet somit die zum Schutz des Patienten und des Chirurgen erforderliche "Kriechstrecke" in Form eines elektrischen Widerstands, der zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit positioniert ist.

Die erfindungsgemäße chirurgische Vorrichtung ermöglicht somit auch eine Resektion stark durchbluteter Gewebepartien unter endoskopischer Sicht, indem das Körpergewebe während der Resektion mittels der an der Gewebeanlagefläche angelegten hochfrequenten Hochspannung koaguliert wird, und gleichzeitig wird eine Gefährdung des Patienten oder auch des Chirurgen durch die niederfrequente Netzspannung von 230 V nach Belastung der Isolationstrecke mit der hochfrequenten Hochspannung selbst bei Vorliegen elektrisch leitfähiger Körperflüssigkeiten durch den Einsatz des elektrischen Isolationselements zuverlässig verhindert.

Es kann vorgesehen sein, daß die Schafthülse zur Ausbildung des elektrischen Isolationselements aus einem elektrisch isolierenden Material gefertigt ist. Die Schafthülse kann beispielsweise aus Kunststoff oder aus Keramik ausgebildet sein. Damit dient die Schafthülse zum einen in üblicher Weise als Strömungskanal zum Absaugen des abgetrennten Körpergewebes und/oder der Körperflüssigkeit, zum anderen bildet die Schafthülse die erforderliche Kriechstrecke aus, d. h. eine verstärkte elektrische Isolation, um bei Vorliegen einer elektrisch leitfähigen Körperflüssigkeit eine Gefährdung des Patienten sowie des Chirurgen zu verhindern.

Alternativ oder auch zusätzlich kann vorgesehen sein, daß zwischen Schafthülse und Antriebseinheit ein elektrisch isolierendes Handstück angeordnet ist. Die Schafthülse kann auf das distale Ende des Handstücks aufgesetzt werden, und innerhalb des Handstücks kann ein Strömungskanal verlaufen, der eine Strömungsverbindung herstellt zwischen der Schafthülse und einem beispielsweise seitlich aus dem Handstück austretenden Rohrstutzen, auf den ein Absaugeschlauch aufgesetzt werden kann, der wiederum mit der Absaugeinheit in Strömungsverbindung steht. Mit seinem proximalen Ende kann das Handstück an die Antriebseinheit gekoppelt werden, so daß diese über das Handstück mechanisch mit der Schafthülse und dem Schneidelement in Verbindung steht. Wird das Handstück nun elektrisch isolierend ausgebildet, so stellt dieses gleichzeitig ein zum Schutz des Patienten und des Chirurgen vorgesehenes elektrisches Isolationselement zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit dar.

Bei einer besonders bevorzugten Ausgestaltung ist vorgesehen, daß das Isolationselement ein separates, elektrisch isolierendes Zwischenstück umfaßt. Eine derartige Ausgestaltung hat insbesondere den Vorteil, daß trotz des Einsatzes der hochfrequenten Hochspannung eine konstruktiv ein-

fach ausgestaltete Schafthülse sowie ein bekanntes Handstück zum Einsatz kommen können. Zur elektrischen Verbindung der Gewebeanlagefläche mit einer die hochfrequente Hochspannung bereitstellenden Spannungsversorgung kann die Schafthülse metallisch ausgebildet sein und an ihrem distalen Ende die Gewebeanlagefläche aufweisen. Am proximalen Ende kann die Schafthülse mit einem Versorgungskabel elektrisch in Verbindung stehen, das an eine Spannungsversorgung anschließbar ist. Um einen unmittelbaren Kontakt des Patienten oder des Chirurgen mit der metallischen Schafthülse zu verhindern, kann die Schafthülse von einer elektrisch isolierenden Ummantelung umgeben sein. Zum Einsatz der elektrischen Wechselspannung während der Resektion kann somit eine kostengünstig herstellbare Schafthülse zum Einsatz kommen.

Außerdem kann auch ein übliches Handstück verwendet werden, denn der Schutz des Patienten und des Chirurgen vor einem Überschlag zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit erfolgt mittels des separat ausgebildeten elektrisch isolierenden Zwischenstücks. Dieses kann beispielsweise zwischen der Schafthülse und dem Handstück angeordnet sein, bei einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist allerdings vorgesehen, daß das Zwischenstück zwischen dem Handstück und der Antriebseinheit angeordnet und sowohl mit dem Handstück als auch mit der Antriebseinheit lösbar verbindbar ist.

Bei einer konstruktiv besonders einfachen Ausgestaltung ist vorgesehen, daß das Zwischenstück eine drehbar in einem elektrisch isolierenden Gehäuse gehaltene Antriebswelle umfaßt, die mittels endseitiger Kupplungselemente an die Antriebseinheit und das Handstück ankoppelbar ist.

Eine besonders zuverlässige Isolation wird dadurch gewährleistet, daß die Antriebswelle aus einem elektrisch isolierenden Material gefertigt ist. Auf diese Weise liegt zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit ein besonders großer elektrischer Widerstand vor. Das Zwischenstück kann mit Ausnahme von zum Einsatz kommenden Kugellagern zur drehbaren Halterung der Antriebswelle innerhalb des Gehäuses vollständig aus elektrisch isolierendem Material gefertigt sein und somit die zum Schutz des Patienten und des Chirurgen erforderliche "Kriechstrecke" zwischen der Gewebeanlagefläche und der Antriebseinheit ausbilden.

Die Antriebseinheit kann beispielsweise einen elektrisch betriebenen Mikromotor und eine Motorsteuereinheit umfassen. Günstig ist es, wenn alternativ oder ergänzend zu den oben beschriebenen Maßnahmen die Netzversorgungsseite der Antriebseinheit, also beispielsweise die Motorsteuereinheit des Mikromotors, mit einer verstärkten Isolation versehen ist entsprechend den sich aus der hochfrequenten Hochspannung ergebenden Anforderungen an Luft- und Kriechstrecken. Die entsprechenden Anforderungen sind dem Fachmann bekannt und beispielsweise in der internationalen Schutzvorschrift IEC 601 erläutert. Die verstärkte Isolation auf der Netzversorgungsseite der Antriebseinheit bildet somit das elektrische Isolationselement, um eine Gefährdung des Patienten und des Chirurgen auszuschließen. Die Gefährdung wird ausgeschlossen, da die hochfrequente Hochspannung das Maß für die Isolation darstellt.

Die nachfolgende Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung dient im Zusammenhang mit der Zeichnung der näheren Erläuterung. Es zeigen:

Fig. 1: eine schematische Seitenansicht der erfindungsgemäßen chirurgischen Vorrichtung in demontiertem Zustand;

Fig. 2: eine schematische Seitenansicht der erfindungsgemäßen chirurgischen Vorrichtung in montiertem Zustand und

Fig. 3: eine Schnittansicht längs der Linie 3-3 in Fig. 1.

In den **Fig. 1** und **2** ist eine insgesamt mit dem Bezugszeichen **10** belegte chirurgische Vorrichtung zum gleichzeitigen endoskopischen Resezieren und Koagulieren von Körpergewebe dargestellt. Die Vorrichtung **10** umfaßt in ihrem distalen Endbereich eine Schafthülse **12**, die an ihrem distalen Ende eine schräg zu ihrer Längsachse verlaufende Öffnung **13** aufweist, die ein Schneidelement **14** in Umfangsrichtung teilweise freigibt. Letzteres ist an einem in der Zeichnung nicht dargestellten, an sich bekannten Innenrohr drehfest gehalten, welches die Schafthülse **12** in Längsrichtung durchgreift und an ihrem proximalen Ende ein Kupplungselement **15** trägt, das aus dem proximalen Ende der Schafthülse **12** hervorsticht. Die Schafthülse **12** ist in aus der Zeichnung nicht ersichtlicher Weise mit Ausnahme der Öffnung **13** im wesentlichen vollständig von einer elektrisch isolierenden Ummantelung umgeben, wobei lediglich eine die Öffnung **13** in Umfangsrichtung umgebende Gewebeanlagefläche **16** von der Ummantelung freibleibt. In ihrem proximalen Endbereich steht die metallische Schafthülse **12** mit einem elektrischen Versorgungskabel **18** in elektrischer Verbindung, das an seinem freien Ende einen elektrischen Anschlußstecker **19** trägt zum Anschluß an eine in der Zeichnung nicht dargestellte, eine hochfrequente Wechselspannung bereitstellende elektrische Spannungsversorgung.

An die Schafthülse **12** schließt sich in proximaler Richtung ein übliches Handstück **21** an mit einem in der Zeichnung nicht dargestellten Durchgangskanal, der ausgehend von der distalen Stirnseite des Handstücks **21** dieses im wesentlichen vollständig durchgreift und im proximalen Endbereich des Handstücks **21** in einen Anschlußstutzen **22** mündet, an den eine in der Zeichnung nicht dargestellte, an sich bekannte Absaugeinheit über einen Absaugschlauch anschließbar ist. Die im Bereich des Schneidelements **14** angeordnete Öffnung **13** steht somit über den Innenraum der Schafthülse **12**, den Durchgangskanal des Handstücks **21** und den Anschlußstutzen **22** sowie den daran sich anschließenden, in der Zeichnung nicht dargestellten Absaugschlauch mit der Absaugeinheit in Strömungsverbindung, so daß mittels des Schneidelements abgetrenntes Körpergewebe sowie zusätzliche Körperflüssigkeit durch die Schafthülse **12** und das Handstück **21** hindurch abgesaugt werden können.

Der mechanische Antrieb des Schneidelements **14** erfolgt beispielsweise über einen am proximalen Endbereich der chirurgischen Vorrichtung **10** angeordneten elektrischen Mikromotor **24**, an den mittels eines Motorkabels **25** eine Schutzkleinspannung von 24 V anschließbar ist. Das freie Ende des Motorkabels ist an eine in der Zeichnung nicht dargestellte, an sich bekannte Steuereinheit angeschlossen. Der Mikromotor **24** ist über ein elektrisch isolierendes Zwischenstück **28** an das Handstück **21** ankoppelbar, wobei die Drehbewegung der Motorwelle **30** über das Zwischenstück **28** und das Handstück **21** auf das Kupplungselement **15** und von diesem über das in der Zeichnung nicht dargestellte Innenrohr auf das Schneidelement **14** übertragen wird. Dieses kann somit durch Aktivierung des Mikromotors **24** in Drehung versetzt werden, und im Bereich der Öffnung **13** an der Schafthülse **12** anliegendes Körpergewebe kann dadurch abgetrennt werden. Gleichzeitig läßt sich an die die Öffnung **13** in Umfangsrichtung umgebende Gewebeanlagefläche **16** eine hochfrequente Wechselspannung anlegen, durch deren Wirkung das Körpergewebe koaguliert und damit eventuelle Blutungen gestillt werden. Die üblicherweise unter endoskopischer Sicht erfolgende Resektion von Körpergewebe wird somit nicht durch starke Blutungen beeinträchtigt.

Der an sich bekannte Mikromotor **24** wird mit einer elektrischen Schutzkleinspannung betrieben, während an der Gewebeanlagefläche **16** zur Koagulation des Körpergewe-

bes eine sehr hohe Wechselspannung mit einem Amplitudenwert von beispielsweise 1000 V angelegt wird. Um zu vermeiden, daß es beispielsweise aufgrund einer elektrisch leitfähigen Körperflüssigkeit zu einer elektrischen Verbindung zwischen der Gewebeanlagefläche 16 und dem Mikromotor 24 kommt, ist zwischen dem Handstück 21 und dem Mikromotor 24 das elektrisch isolierende Zwischenstück 28 vorgesehen, das eine "Kriechstrecke", d. h. einen besonders hohen elektrischen Widerstand in Form einer besonders verstärkten Isolation, ausbildet.

Das Zwischenstück 28 ist in Fig. 3 vergrößert dargestellt. Es umfaßt im wesentlichen eine in einer Kunststoffhülse 32 mittels Kugellagern 33 und einer Distanzhülse 34 drehbar gelagerte Antriebswelle 35 sowie ein rohrförmiges Ansatzstück 36, in das der distale Endbereich der Antriebswelle 35 eintaucht und das in eine in der Zeichnung nicht dargestellte, korrespondierende Aufnahme des Handstücks 21 eingeführt werden kann. An ihrem distalen Endbereich trägt die Antriebswelle 35 eine Mitnehmerhülse 37 sowie einen radial abstehenden Mitnehmerstift 38, und am proximalen Ende der Antriebswelle 35 ist eine Kupplungshülse 39 gegen die Wirkung einer Schraubenfeder 40 in axialer Richtung verschieblich, jedoch mittels eines radial ausgerichteten Sicherungsstifts 41 unverdrehbar gehalten. Die Kupplungshülse 39 weist an ihrem proximalen Ende einen in axialer Richtung verlaufenden Längsschlitz 41 auf, in den zur Kupplung mit der Motorwelle 30 ein in der Zeichnung nicht dargestellter, radial aus der Motorwelle 30 hervorstehender Kupplungsstift eingeführt werden kann.

Das an sich bekannte Handstück 21 weist ebenfalls eine Antriebswelle auf, die mittels der Mitnehmerhülse 34 und des Mitnehmerstifts 38 an die Antriebswelle 35 des Zwischenstücks 28 ankoppelbar ist. Hierzu ist es lediglich erforderlich, das Ansatzstück 36 des Zwischenstücks 28 in die korrespondierende Aufnahme des Handstücks 21 einzuführen. Das Zwischenstück 28 kann somit auf einfache Weise zwischen das Handstück 21 und den Mikromotor 24 geschaltet werden, und die Bewegung der Motorwelle 30 wird über die Antriebswelle 35 des Zwischenstücks 28 auf das Handstück 21 und über dieses sowie über das Kupplungselement 15 und das Innenrohr auf das Schneidelement 14 übertragen.

Mit Ausnahme der Kugellager 33 sind sämtliche Bauteile des Zwischenstücks 28 aus einem elektrisch isolierenden Material, beispielsweise aus Kunststoff, gefertigt. Auf diese Weise wird sichergestellt, daß zwischen der Gewebeanlagefläche und dem Mikromotor 24 eine ausreichende "Kriechstrecke" vorliegt, so daß eine Gefährdung des Patienten oder des Chirurgen durch die spannungsführenden Teile der erfindungsgemäßen chirurgischen Vorrichtung 10 auch dann zuverlässig ausgeschlossen ist, wenn elektrisch leitfähige Körperflüssigkeit abgesaugt wird.

Alternativ oder ergänzend zu den voranbeschriebenen Maßnahmen für eine verstärkte Isolation kann auch die Isolation zur Netzversorgungsseite des Mikromotors 24, zum Beispiel bei dessen Steuereinheit, verstärkt werden entsprechend den Anforderungen an Luft- und Kriechstrecken, die sich aus der hochfrequenten Hochspannung ergeben, die an die Gewebeanlagefläche 16 angeschlossen wird.

Patentansprüche

1. Chirurgische Vorrichtung zum endoskopischen Resezieren von Körpergewebe mit einer Schafthülse, an deren distalem Ende ein Schneidelement angeordnet ist und an deren proximales Ende eine Absaugeinheit ankoppelbar ist, und mit einer Antriebseinheit zum Antrieb des Schneidelements, wobei das Körpergewebe

durch Drehen des Schneidelements abtrennbar und durch die Schafthülse hindurch absaugbar ist, **dadurch gekennzeichnet**, daß dem Schneidelement (14) eine mit einer elektrischen Wechselspannung beaufschlagbare Gewebeanlagefläche (16) zugeordnet ist und daß zwischen der Gewebeanlagefläche (16) und der Antriebseinheit (24) ein elektrisches Isolationselement (28) angeordnet ist.

2. Chirurgische Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Schafthülse (12) zur Ausbildung des elektrischen Isolationselements aus einem elektrisch isolierenden Material gefertigt ist.

3. Chirurgische Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen Schafthülse (12) und Antriebseinheit (24) ein elektrisch isolierendes Handstück angeordnet ist.

4. Chirurgische Vorrichtung nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Isolationselement ein separates, elektrisch isolierendes Zwischenstück (28) umfaßt.

5. Chirurgische Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Zwischenstück (28) mit einem Handstück (21) und der Antriebseinheit (24) lösbar verbindbar ist.

6. Chirurgische Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Zwischenstück (28) drehbar in einem elektrisch isolierenden Gehäuse (32) gehaltene Antriebswelle (35) umfaßt, die mittels endseitiger Kupplungselemente (37, 38, 39, 42) an die Antriebseinheit (24) und das Handstück (21) ankoppelbar ist.

7. Chirurgische Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebswelle (35) aus einem elektrisch isolierenden Material gefertigt ist.

8. Chirurgische Vorrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebseinheit einen Mikromotor (24) und eine Motorsteuereinheit aufweist und daß das elektrische Isolationselement eine entsprechend den sich aus der elektrischen Wechselspannung zur Beaufschlagung der Gewebeanlagefläche ergebenden Anforderungen an Luft- und Kriechstrecken verstärkte Isolation der Motorsteuereinheit umfaßt.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

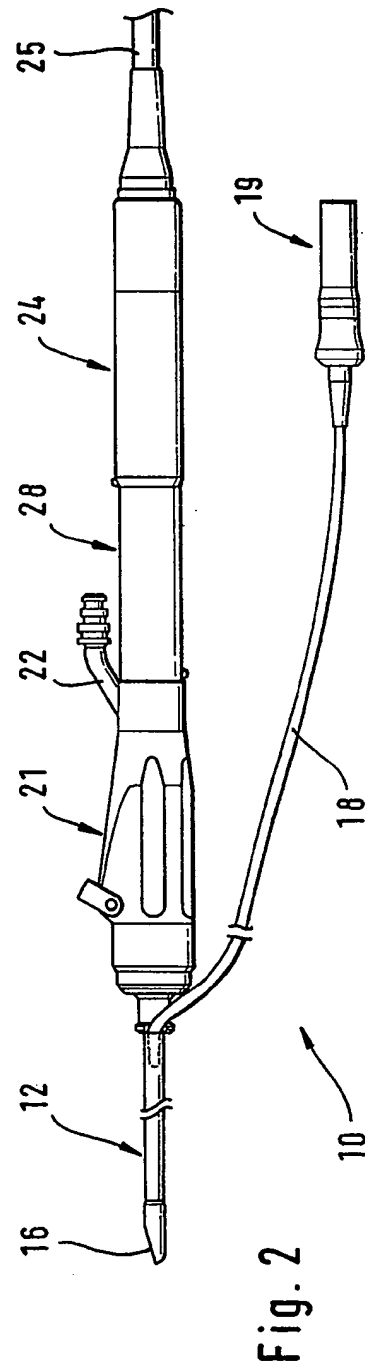
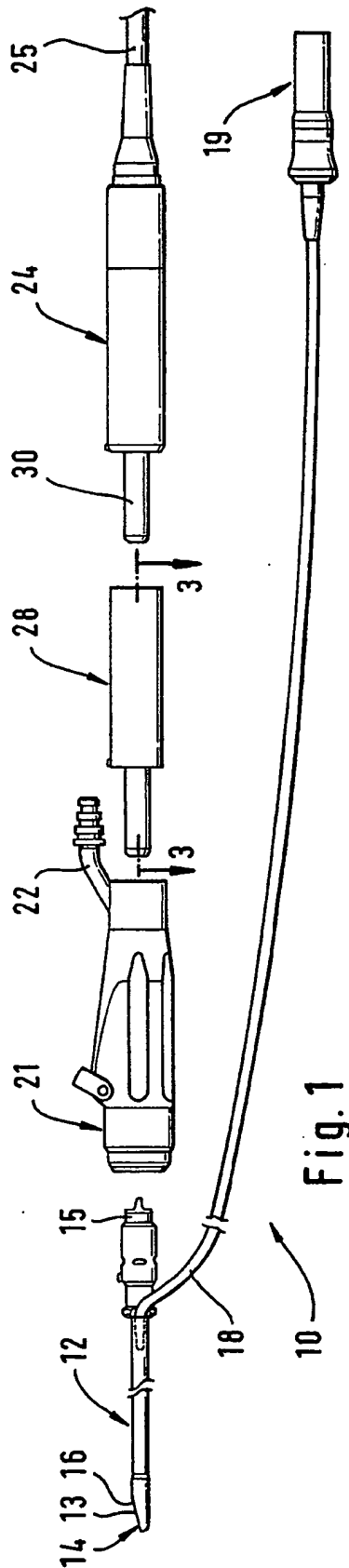


Fig. 3

